

外 93-24

早稲田大学大学院理工学研究科

2049

博 士 論 文 概 要

論 文 題 目

歩 行 中 の エ ネ ル ギ 消 費 量 を
計 算 す る た め の
生 体 力 学 的 筋 モ デ ル の 研 究

申 請 者
江 原 義 弘

Y o s h i h i r o E h a r a

平成 5 年 1 0 月

人類は 2足歩行という他に類をみない独特の移動方式を発展させ、それによって知能を高度化させ、文明を築き、地球上でかつてない繁栄を誇るにいたった。しかしながら逆に文明が高度化した故に交通戦争・労働災害などによって歩行障害が増加し、また高齢者の健康管理の面からも、歩行の研究の重要性が再認識されている。

歩行研究には神経学的側面・生理学的側面・力学的側面・社会学的側面があるが、本研究は身体障害者のリハビリテーションの観点に立って歩行の力学的側面に着目して、歩行することによって何が負担になるのか、どんな動きが効率の悪い無駄な動きなのか、より楽な歩行とはどんな歩行なのかを定量的に分析したものである。

従来、歩行することによる負担としては

- (1) 生体に対する衝撃的な加速度
- (2) 皮膚・筋肉・腱・関節などの痛み
- (3) 過大な筋張力
- (4) 過大な関節間力
- (5) エネルギーの消費

が考えられた。中でも最も大きな影響を持つのはエネルギーの消費であると考えられた。エネルギー消費量の計算には酸素消費量を計測することによるエネルギー代謝測定法が確立されているが、この方式では全身で消費されたエネルギーが計測されるのみで、個々の筋がどのような位相でエネルギーを消費するのかは知ることができなかった。一方、この方法とは別に、身体の動きを計測することによってエネルギーを計算する、エネルギーベースの方式ならびにジョイントワーク方式と呼ばれる2つの方式が提案されている。しかしながらこれらの方式には本質的な欠陥があり、身体運動中の消費エネルギーが計算できるには至らなかった。

本研究は身体の動きを計測することによって、身体の各筋が消費するエネルギーを時々刻々のパワーとして計算する新しい消費エネルギー計算モデルを提案するものである。本研究によって、どの筋のどのような動きが効率の悪い無駄な動きなのか分析できるようになるばかりでなく、歩行という目的遂行に対する合理的な運動決定のメカニズムの解明や、歩行の優劣を判定する基準の確立のための研究にも波及効果を及ぼすことになる。

本論文は大きく3つの部分から成る。第1は消費エネルギー計算モデルの提案である(1,2,3章)。第2は提案したモデルの妥当性の検討である(4,5章)。第3は提案したモデルの応用である(6章)。以下、順に各章ごとの概要を述べる。

第1章は序論である。まず歩行にかかわる学問領域の全体像にふれ、身体障害者のリハビリテーションの観点からは、歩行の力学的側面のうちでも歩行の負担についての研究が重要であることを述べた。続いて、歩行の負担を研究するとい

う観点から従来の研究を振り返り、負担の中でも、エネルギー消費の分析が重要であることを述べた。同時に従来の手法ではこれを十分に分析することは不可能であり、まったく新しい分析手法を開発する必要性を述べ、本研究の位置付けと目的を明らかにした。

第2章では分析のために必要なデータを収集するシステムについて述べた。本システムは床反力計測サブシステム、歩容の3次元計測サブシステム、筋電位計測サブシステム、フットスイッチサブシステム、生体力学定数計測サブシステムならびにデータ処理部から成る。データ処理部は計6台のパソコンを有機的に統合した自動化システムである。本システムは身体障害者のリハビリテーションに日常的に使用されることを想定しており、いわば臨床歩行検査と呼んでもさしつかえないような運営体制を確立した。本章ではまた、このシステムを用いてどのようにデータ収集したかを述べた。

第3章では前章で計測したデータからエネルギー消費量を計算するまでのデータ処理について記した。まず3次元歩容計測システムにより体表に貼り付けたランドマークの座標より身体内部の関節点位置を計算する手法を述べ、続いてこのデータと床反力データ、生体力学定数とにより関節モーメントさらには筋張力・筋収縮速度を推定する手法を述べた。筋張力の推定にあたっては、未知数の数に対して式の数不足のため、筋の収縮持続時間を最大とする評価基準を用いた最適化手法により計算した。最後に本研究の核である消費エネルギー計算モデルについて述べた。本モデルはHillの式が筋のエネルギー消費量と密接に結びついているという仮説から出発するものである。Hillによれば、最大刺激時において v を筋の収縮速度、 f_{max} を筋張力とすると、

$$(f_{max} + A)(v + B) = \text{const.}$$

となる。ただし A 、 B は定数である。Hillは収縮速度と筋張力との関係を表す実験式としてこの式を導いた。

ここで左辺を展開し、さらに $f_{max}B$ を右辺に移項すると

$$f_{max}v + Av + AB = \text{const.} - f_{max}B$$

となる。提案するモデルはこの式を、筋が活動するのに必要なパワーの式と見立てるものである。この時左辺の各項は、筋が外部に対して出力するパワー、短縮熱、活性化熱に各々対応している。本モデルによれば筋張力と筋収縮速度ならびにHillの定数が知れていれば時々刻々の各筋のエネルギー消費量が計算できる。

第 4 章では筋張力と筋電位とを対応づける新しい指数を提案した。さらにこれを用いて歩行中の筋張力の計算結果を、同時計測した筋電位と対応づけて検討した。

第 5 章では本モデルを評価した。まずエネルギー消費量計算モデルの妥当性を Hill の実験結果や分子化学的な考察から提案されたモデルと比較することで論じた。さらに、短縮性収縮時と伸張性収縮時とが分離されてエネルギー消費量が測定された報告と比較することで本モデルの妥当性を検討した。最後に、歩行データより消費エネルギーを計算しこれを呼気ガス分析によるエネルギー代謝測定結果と比較することにより本方式の妥当性を確認した。

第 6 章では、本研究の有用性を確認するため健常者の平地歩行・階段歩行・坂道歩行・椅子からの立ち上がり動作を分析し、次に臨床への応用の可能性を探るために片麻痺者・股関節疾患患者・大腿切断者の平地歩行を分析した。健常者の平地歩行では、腓腹筋ならびにヒラメ筋という身体を前方に蹴りだす筋が最も多くのエネルギーを消費することが明らかになった。また各筋のエネルギー消費が歩行速度によってどう変わるかを分析し、健常者の歩行の経済速度には幅があることを示した。また各筋が歩行の 1 周期のどのような位相でパワーを消費するかを示した。階段歩行・坂道歩行では、これらの力学的な特性を示すとともに、昇りでも下りでも多くのエネルギーが消費される様子を示した。椅子からの立ち上がり動作では、立ち上がりと座りとの必要な消費エネルギーを分離して示し、この動作がエネルギー的にみて非常に負荷の大きい動作であることを示した。またこの動作を上体の前傾角のちがいに着目して分析したところ、上体を適度に前傾した場合、股・膝・足で消費されるエネルギーのバランスが良くなり総エネルギーが最小で済むことを示した。身体障害者の平地歩行では、必要な消費エネルギーを左右脚分離して示し、患足側の少ない推進力を健足側で補っている様子を示した。

第 7 章では本研究の結論として本手法の妥当性と有用性を総括し、残された問題点と今後の展望に付いて論じた。